

УДК 616-71

А.Д. Комарова, студентка гр. ПБз-92мп  
КПІ ім. Ігоря Сікорського

## АВТОМАТИЗОВАНА СИСТЕМА АНАЛІЗУ КРОВІ ЗА ПОКАЗНИКАМИ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМИ

**Анотація.** На сьогоднішній день жодне комплексне дослідження не проходить без аналізу крові. Існуючі методи взяття та дослідження крові потребують медичного персоналу, що призводить до затрат часу, а також ризик виникнення умисних та випадкових помилок викликаних людським фактором на всіх етапах дослідження. Виникає питання про створення автоматизованої системи для забору та аналізу крові, що максимально виключити вплив медичного персоналу на процес дослідження. Забезпечити надійність можливо за допомогою біометричної ідентифікації людини за фотоплетизмограмою, що представляє вимірювання характеристик і параметрів кровообігу (пульсової кривої, тиску крові, ступеня насичення артеріальної крові киснем та ін), шляхом реєстрації інтенсивності потоків електромагнітного випромінювання спектра оптичного діапазону після їх взаємодії з тканинами живого організму.

**Ключові слова:** ФПГ, машинне навчання, біометрична ідентифікація, аналіз крові, людський фактор

### ВСТУП

Фотоплетизмографія (ФПГ) відноситься до неінвазивних фотометричних методів дослідження біологічних об'єктів (рис.1), у яких вимірювання характеристик і параметрів кровообігу (пульсової кривої, тиску крові, ступеня насичення артеріальної крові киснем та ін), що не змінюються з часом і є постійними для кожної людини [1,2].

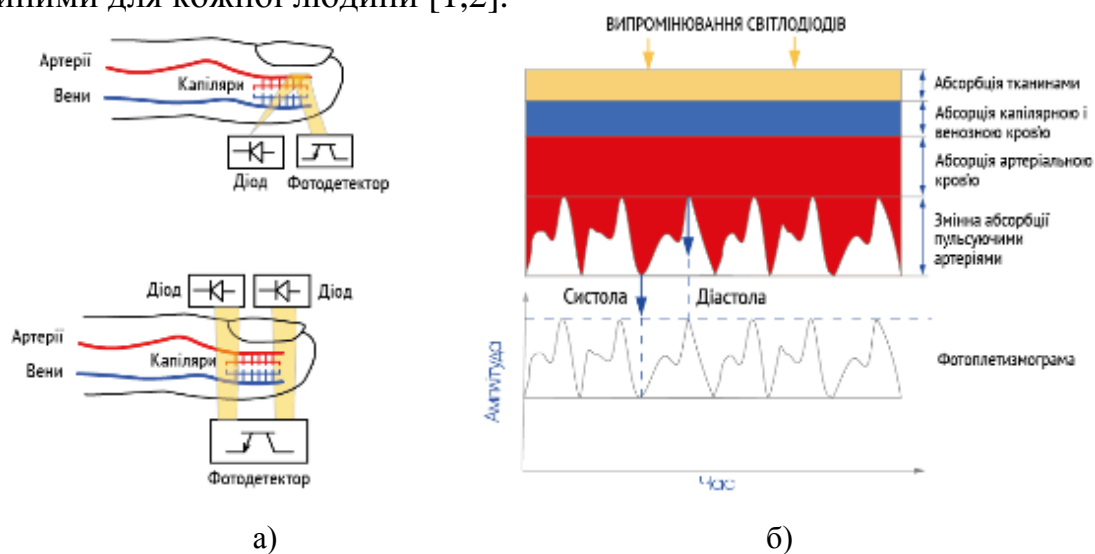


Рисунок 1. Принцип реєстрації ФПГ: а) варіанти розміщення діоду і фотодетектора для реєстрації ФПГ в режимі пропускання та відбиття; б) поглинання та ослаблення світлових потоків біологічними тканинами

Для реєстрації ФПГ використовують світлодіоди, що працюють в межах 660 нм і 940 нм та фотодетектор (рис.1, а), який змінює опір в залежності від кількості поглиненого світла, що пройшло чи відбилося відповідно режиму (пропускання чи відбиття). Чим більше кров'яний потік, тим більше світла поглинається еритроцитами в біологічних тканинах, відповідно менше світла приходить на фотодетектор. Оцінка судинних реакцій і обмінних процесів виконуються шляхом реєстрації інтенсивності потоків електромагнітного випромінювання спектра оптичного діапазону від 0,4 мкм до 1 мкм після взаємодії з біологічними тканинами (рис 1,б). Також ФПГ реєструє і повільні

зміни кровонаповнення, зумовлені впливом різних фізіологічних факторів, де частотний спектр коливань знаходиться в межах 0,01 ... 2 Гц [2]. ФПГ відображає особливості гемодинаміки та серцево-судинної системи для кожної людини [1] та складається з безліч циклів (ітерацій), що повторюються та містять основні точки (кодуючі) сигналу B1, B2, B3, B4, B5 (рис.2), за допомогою яких визначаються параметри пульсової хвилі [2].

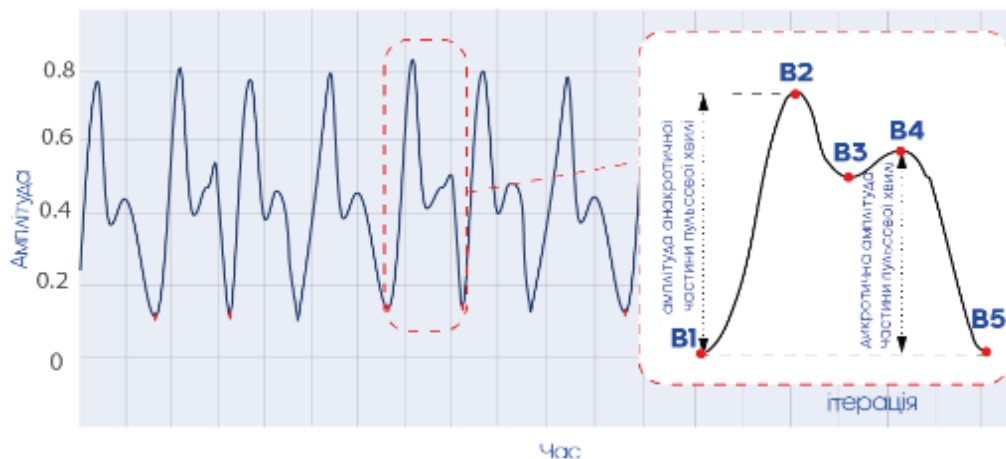


Рисунок 2. Характеристики та основні точки ФПГ однієї ітерації: B1 – початок систолічної фази, B2 – анакротична фаза, B3 - інцизура, B4 – дикротична фаза, B5 – завершення діастолічної фази [2]

Існує безліч підходів для аналізу ФПГ, заснованих на реперних точках, де функції розраховуються з систолічних піків, діастолічних піків, дикротичний виїмок, міжімпульсних інтервалів, амплітудних піків [3,4], та мають головний недолік це чутливість до шуму і низьку надійність.

## МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Для збору даних в роботі використовувався пульсоксиметр ЮТАСОКСІ 200, який має світлодіоди, що комутуються з частотою близько 1000 Гц і фотоприймач, що перетворює інтенсивність ослабленого тканинами "червоного" і "інфрачервоного" випромінювання в електричний сигнал. Датчик був встановлений на вказівний палець правої руки для кожної людини (чоловік 22 роки та жінка 35 років) та відбувалась реєстрація ФПГ в один і той же час (10:00 та 14:00) протягом двох місяців, що дозволило отримати масив статистичних даних. Реєстрація даних проводилась за допомогою програмного забезпечення UtasOxi в реальному часі та після завершення вимірювань зберігалось в файлах таблиць Excel. Для визначення ітерацій пульсових хвиль ФПГ був створений алгоритм порівняння різних ітерацій між собою і виділення загальних характеристик пульсової хвилі у кожного пацієнта індивідуально [5,6], що дозволяє підвищити якість обробки сигналу. Якщо попереднє і наступне значення амплітуди сигналу більше поточного, то система вважає поточне значення мінімальним і відокремлює від усього масиву значень вимірювання, ті значення, які були попередньо представлені в ньому, і записує їх як окрему ітерацію. У першому дослідженні ідентифікації людини за допомогою біосигналів ФПГ для порівняння однорідності показників

проходження пульсової хвилі, було використано інтервальні параметрами амплітуди і часу з подальшим застосуванням дискримінантного аналізу.

Амплітуда пульсової хвилі (АПХ) або "амплітуда анакротичної фази", що вимірюється у відносних одиницях обчислюється за формулою [2]:

$$\text{АПХ} = B2 - B1 \quad (1)$$

Амплітуда дикротичної хвилі (АДХ), що вимірюється у відносних одиницях становить АПХ/2 обчислюється за формулою:

$$\text{АДХ} = B4 - B5 \quad (2)$$

Висота інцизури (ВІ), становить  $(2 \cdot \text{АПХ})/3$  вимірюється у відносних одиницях:

$$\text{ВІ} = B3 - B5 \quad (3)$$

Індекс дикротичної хвилі (ІДХ) вимірюється в процентах:

$$\text{ІДВ} = (B3 - B5) / (B2 - B1) \cdot 100 \quad (4)$$

Результати середніх значень інтервальних параметрів амплітуди і часу показано в таблиці 1. Було створено базу даних для подальшого дискримінантного аналізу було проведено навчання, в якому 62 спостережень було присвоєно «ідентифікованій» людині (чоловіча стать), а решта (жіноча стать) – сторонній людині і навпаки. За допомогою дискримінантного аналізу можливо визначити відмінності між двома групами та спроектувати класифікатор груп.

Таблиця 1. Результати середніх значень інтервальних параметрів амплітуди і часу

Стать	Статус ідентифікації	Інтервальні параметрами амплітуди	Середнє значення параметра	Стандартне відхилення
Чоловіча	Ні	АПХ	2,6351	1,15201
		АДХ	1,3256	0,82349
		ВІ	1,6402	0,94321
	Так	АПХ	0,2278	0,04567
		АДХ	0,6521	0,04123
		ВІ	0,3123	0,04233
Жіноча	Ні	АПХ	0,2278	0,04567
		АДХ	0,6521	0,04123
		ВІ	0,3123	0,04233
	Так	АПХ	2,6351	1,15201
		АДХ	1,3256	0,82349
		ВІ	1,6402	0,94321

Виходячи з середніх значення та середньо квадратичних відхилень інтервальних параметрів амплітуди і часу, встановлено, що середні значення для ідентифікованої особи відрізняються від середніх значень сторонніх людей.

Дискримінантний аналіз використовував два підходи вводу незалежних змінних, таких як примусове включення та кроковий відбір. В результаті примусового включення всіх даних вибірки інтервальних характеристик отримали, що із 62 вимірювань, були поодинокі випадки які не відповідали ідентифікованій людині, де загальний відсоток достовірності її класифікації по

інтервальним параметрам чоловіча стать – 97,5%, жіноча – 96,9 %. Результат проведення методом, що включає до розрахунку кожне спостереження покроковим методом, помилково ідентифікував та авторизував лише 2 виміри (чоловіча стать), та 4 виміри (жіноча стать) та склав відповідно загальний відсоток достовірності 98,76 та 97,5%.

## ВИСНОВОК

З проведених досліджень можна зробити висновок, що використання сигналу ФПГ для автоматичних систем забору та аналізу крові з біометричною ідентифікацією дозволить мінімізувати медичній персонал та забезпечити високий ступінь захисту від людського фактору. В роботі було проведено дослідження та аналіз даних сигналу ФПГ різними підходами з подальшою розробкою алгоритмів машинного навчання системи.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Яковенко І. О., Рудий О. Д., Турчина М. О. «Улучшение надежности анализа электрокардиограмм для биометрической личной идентификации». Перспективные технологические и прилады. № 15, с. 125-130, 2019 DOI: <https://doi.org/10.36910/6775-2313-5352-2019-15-18>
- [2] Яковенко І. О., Мартиненко В. І. «Биометрическая идентификация на основе фотоплетизмограмм для автоматизированных медицинских систем». Перспективные технологические и прилады № 15, с. 120-124, 2019 DOI: <https://doi.org/10.36910/6775-2313-5352-2019-15-17>
- [3] Reşit Kavsaoglu, A., Polat, K., & Recep Bozkurt, M. (2014). A novel feature ranking algorithm for biometric recognition with PPG signals. Computers in Biology and Medicine, 49, 1–14. doi:10.1016/j.compbiomed.2014.03.005
- [4] І.О. Яковенко, К.П. Вонсевич, І.Є. Гребень "Метод виділення ітерацій пульсових хвиль фотоплетизмограми для біометричної ідентифікації", Наукові вісті КПП : міжнародний науковотехнічний журнал, № 3(2020), С. 73–78, 2020. DOI: 10.20535/kpi-sn.2020.3.209881
- [5] Vonsevyich, K. P., Bezuglyi, M. O., & Haponiuk, A. O. (2018). Evaluation of Electromyogram Time Characteristics of the Wrist Functional Movements for Intuitive Control of Bionic Prosthesis. Naukovi Visti NTUU KPI, (1), 45-53. doi: 10.20535/1810-0546.2018.1.115941
- [6] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко, Біофізика: підручник. Київ, Україна: КПП ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019. <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/27589>

*Науковий керівник – асистент Яковенко І.О.*